

测量生物组织声衰减的声辐射

压力法装置研制

金树武 祝永刚

(浙江大学)

引 言

超声波在生物组织媒质中传播时将产生反射、折射、透射、衍射、散射、衰减和非线性等现象,提取和分析这些互作用的信息可以了解生物组织的自身特性。这是现代生物医学超声工程学基础研究的重要内容^[1]。研究和测定这些生物组织超声特性参量,一方面为设计超声诊断显象仪、超声治疗仪、超声加热治癌机、超声手术刀等提供设计参数;另一方面也为发展定性定量的超声诊断和治疗提供鉴别判据。因此对于开发新设备和新的医疗方法均有重要意义^[2]。

声衰减是声波在生物媒质中传播时的总的声能量损失,与生物组织结构和特性密切相关。国际上已采用脉冲传输法、热电偶法、频谱分析法、共振法、超声CT、超声显微镜和辐射压力法等来进行研究。^{[1][3]}并提出许多理论模型来探讨衰减机制。亦已发现,肝炎病的肝脏声衰减低于正常肝脏的声衰减,肝硬化、肝恶性肿瘤的肝组织声衰减则高于正常值,用透射法超声CT检查乳腺发现,年纪大的妇女的乳癌具有高声衰减值,而年轻妇女则为低的声衰减值等。^{[4][5]}声衰减参量已为临床诊断提出了诱人的前景。我国学者冯若等^{[6][7]}也开展了生物组织超声衰减特性的研究。

用声辐射压力法测量生物组织声衰减与常用的脉冲传输法相比,不存在相位敏感问题,测量简便准确。国外已有人对牛肝和人脑进行了声辐射压力法测量,发现用脉冲传输法测量人脑组织的声衰减系数比用声辐射压力测量的值大17%^[9]。国内尚未报导过应用声辐射压力法测量生物组织的衰减。

本文利用我们研制的达到国家二级标准精度的SGJ—1型超声功率计^[10]、可调频声功率发射机、超声换能器、生物组织试样盒所组成的声辐射压力法生物组织声衰测量装置,成功地测试了猪的一些组织和人体子宫肌瘤的试样,其结果可以与国外近来发表的数据相比。

一、基本原理

根据声辐射压力理论,^[11]当平面超声波以 θ 角入射到全反射靶面上时,有

$$W = \frac{FC}{2\cos\theta} \quad (1)$$

式中 W (瓦)是发射功率, C (米/秒)是声速, F (牛顿)是平面波作用在全反射靶面上的力。

在悬链式医用超声功率计中,无超声波作用时靶体悬浮在除气蒸馏水中的零点位置上,当有声波作用时悬链靶体位移 x ,此时声辐射压力、重力、悬链的拉力、浮力达到新的动态平衡。链悬作用在靶体上拉力的改变刚好等于声辐射压作用于靶体上的力。悬链起

着与天平砝码类似的平衡作用，其测量声功率可以表示为

$$W = \frac{c\rho_L g}{2c\cos^2\theta} x \quad (2)$$

式中 $\rho_L = 3l_0$ 是三根悬链相对于水的总的线密度， g 是重力加速度， x 是靶体受声波作用后的净位移。因为平均声功率为声强 I 乘以声源面积 S ，即 $W = IS$ ，故有

$$I = \frac{c\rho_L g}{2Sc\cos^2\theta} x \quad (3)$$

在测量生物组织超声衰减的过程中，首先测出声源向水中发射的初始声强 I_1 ，即

$$I_1 = \frac{c\rho_L g}{2Sc\cos^2\theta} x_1 \quad (4)$$

式中 x_1 是靶体在水中的净位移值。然后，将生物组织试样盒转至发射超声换能器和悬链靶体之间，开动声源后测量声波透过生物组织试样后的声强 I_2 ，即

$$I_2 = \frac{c\rho_L g}{2Sc\cos^2\theta} x_2 \quad (5)$$

式中 x_2 是靶体的净位移量。根据声波衰减的理论， I_2 可以用声衰减系数 α 表示为

$$I_2 = I_1 e^{-2\alpha L} \quad (6)$$

式中 L 是试样盒中试样块的厚度。将(5)式除以(4)式后代入(6)式关系得

$$\alpha = -\frac{1}{2L} \ln \frac{x_2}{x_1} \quad (7)$$

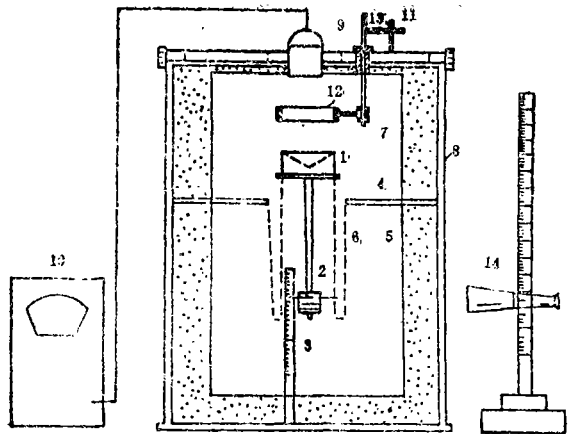
理论研究表明，衰减系数是与声源频率相关的，改变声源频率就可以得到不同频率的生物组织的超声衰减系数^[12]再经过曲线拟合得到

$$\alpha = \alpha_0 f^\beta \quad (8)$$

式中 α_0 是衰减常数， β 是指数。(8)式表明了生物组织声衰减系数随频率 f 变化的关系。

二、实验装置研制

如图1所示，整个实验装置由SGJ—1型医用超声功率计、发射声源，超声换能器和



1.全反射靶体 2.指针 3.标尺 4.槽壁支架 5.吸声材料
6.链条 7.除气水 8.水箱 9.超声换能器 10.发射声源
11.夹具 12.生物组织试样盒 13.定位销 14.光学读数系统

图1 测量生物组织超声衰减特性的辐射压力法装置

生物组织试样盒等组成。

作者所研制的SGJ—1型医用超声功率计，经过国家标准装置检定，可在0.1—10瓦量程的测量平均超声功率，其重复性误差小于2.5%（置信度99.73%）。其顶盖上的夹具可以夹住自制的不同工作频率的超声换能器。可调高频功率发射机由CS—3超声治疗仪改制而成，可以在0.76MHz和5.2MHz之间激励超声换能器。本装置所利用的发射声源如下表所示。不同的超声换能器工作时，其工作频率由数字式频率计监测，其波形由示波器观察。生物组织试样盒通过螺杆装在顶盖的另一侧，它由盒架与样合两部分组成，

表1 发射声源所用的超声换能器

超声换能器	工作频率 MHz	材 料	直 径 (mm)	平均声功率 (W) (水中)
1	0.94	PZT—4	20	1.63
2	1.226	PZT—4	30	1.92
3	1.524	PZT—7A	20	3.35
4	2.304	Ba TiO ₃	20	2.75
5	2.608	PZT—4	40	2.97

样盒可以取出调换。调节螺杆可以使生物试样处于所要求的位置。

三、实验结果和讨论

实验前在SGJ型声功率计水箱内注入除气蒸馏水，将换能器、组织盒、悬链靶体调节在合理的位置，即都放在声场近场内，组织盒与靶体相距应大于换能器直径。

首先测量声源向水中发射的初始声强。即测出某一频率发射时的净位移 $x_1 = x_{10} - x_{11}$ ， x_{10} 是无声源发射时靶的静平衡位置， x_{11} 是开动声源后的靶的动态平衡位置，反复

测量5次，求得 x_1 的平均值。

然后将已放好组织试样的组织盒转入声场中去，开机前先测一下零位 x_{20} ，然后再测出透过生物组织试样后的声强 I_2 使靶体到达的位置 x_{21} ，求得 $x_2 = x_{20} - x_{21}$ 。反复测量5次，求得 x_2 的平均值。

将上面求得的 x_1 和 x_2 的平均值代入(7)式，并代入试样组织厚度 $L = 1\text{cm}$ ，即可求得在某一频率超声波作用下的组织声衰减系数。

装置好后，对猪肝、脂肪和人体子宫肌瘤进行了测量，其结果如下表所示。

表2 一些组织试样的测量结果 ($L = 1\text{cm}$)

组织名称	频率 (MHz)					温度 ℃
	0.940	1.226	1.524	2.304	2.068	
猪 肝	0.078	0.096	0.123	0.148	0.182	30℃
猪 脂 肪	0.079	0.162	0.176	0.184	0.230	28.5℃
子 宫 肌 瘤	0.068	0.105	0.140	0.170	0.312	28℃

经过计算机程序处理，可以得到子宫肌瘤声衰减的曲线拟合方程为 $\alpha = 8.87 \times 10^{-6} f^{1.34}$ ，猪脂肪的衰减系数曲线拟合方程为 $\alpha = 4.42 \times 10^{-4} f^{0.83}$ ，其中 f 用KHz表示。这一结果与有关文献所得结果可以相比较。^[13]

实验表明，可以利用本装置来对生物组织测量超声衰减。我们将进一步改进装置并对更多的生物组织试样作出测量。

祝永刚同学在校参加了本课题工作。乔文伟、周燕、施红等同志热情帮助，特此致谢。

参 考 文 献

- [1] 金树武, 生物医学超声工程的基础理论研究, 中国医学影像技术, 1986 (2), 11—14
- [2] 金树武、冯若、燕山, 生物医学超声工程的发展, 上海第二医学院学报, 1985, 1, 63—66
- [3] 丁东, 生物组织的超声衰减研究, 全国生物组织超

声测量会议1983, 4

- [4] 陆宣明, 组织超声特性的研究进展, 《应用声学》1985, 31—37
 - [5] L. C. Bamber Acoustic properties of normal and cancerous human liver Ultras. Med, Biol 7(2)21—123(1981)
 - [6] 冯若, 陈兆华, 朱正亚, 戴焕平, 猪的新鲜离体软组织的超声衰减与速度, 声学学报10, 5(1985) 285—292
 - [7] 王雨初, 唐天雪, 生物组织衰减测量, 中国生物医学工程学报, 1985 3(4), 154—158
 - [8] Pohlhammer J, et al, phase insensitive ultrasonic attenuation coefficient determination of fresh bovine liver over an extended frequency range. Med, Phy, 1981 8 (5), 692—692
 - [9] Kremkau F.W. et al, Ultrasonic attenuation and propagation speed in normal human brain J. Acoust. Soc. Am. 1981 70(1), 29—38
- (下转第11页)

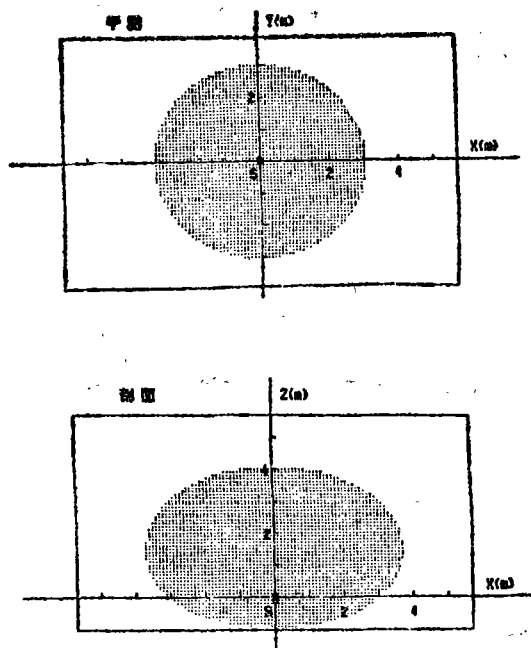


图8 室中心坐标(2.35,0,0), $\alpha_1 = 0.99$, (四壁)
 $\alpha_2 = 0.67$ 上下底), $\Delta L \leq 1\text{dB}$ 的范围。

场的一些认识和作法有改进的必要, 对此, 我们将在另一篇专文中予以讨论。

上接第 6 页

参 考 文 献

- [1] B & K 4418, B & K 2131 说明书。
- [2] L.C.Sutherland, Review of Experimental Date in Support of a proposed New Method for Computing Atmospheric Absorption Losses. 1975.(研究报告)。
- [3] Stein. C. Ann. Math. Stat 16 [1945]. 243—258.
- [4] Graybill. F. A and Connell. T. L, Ann. Math. Stat. 35 [1964] 438—440
- [5] Seelbinder. B. M, Ann. Math. Stat. 24 [1953]. 640—649.
- [6] Moshman. J, Ann. Math. Stat. 29[1958]. 1271—1275.

五、结束语

对于仅用于测试宽频带声的消声室, 可根据式(5)较精确地计算其自由声场范围。设计此类消声室时, 可按照用户要求, 运用(5)式的计算来选定消声室的体型、尺寸和吸声材料。用微机进行计算和绘图, 可以很快地对各种情况进行分析、比较。

对于宽频带声, 也有截止频率, 因为吸声系数与频率有关, 若采用平面吸声材料, 则不仅有低限截止频率, 还会有高限截止频率。

本文得到南京大学孙广荣教授的审阅, 并提出宝贵意见, 谨致谢意。

参 考 文 献

- [1] 蔡彪、王季卿, 消声室内纯音的自由声场偏差的计算 第五届全国建筑物理学术会议论文, 1986年11月17—20日于上海。或见《声学技术》1987年第2期。
- [2] 孙广荣, 《电声技术》1980年2期P63—65

上接第14页

- [10] 金树武、SGS—1型医用超声功率计研制、中国医学超声联合会全国学术交流会文集1985。
- [11] 金树武, 双管浮子式医用超声功率计的研制, 中国生物医学工程学报 1986 5(2); 106—112
- [12] S.A.Goss et al, Ultrasonic absorption and attenuation in mammalian tissues. Ultras.Med.Biol, 1979, 5, 181—186
- [13] A.Laurie, Frequency dependence of Ultrasonic attenuation coefficient assessor in fresh tissue, Ultrasonic Symposium 1983, 797—799